

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT OR DRAWING
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- GRAY SCALE DOCUMENTS
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

PAT-NO: JP403277357A
DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 03277357 A
TITLE: ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE
PUBN-DATE: December 9, 1991

INVENTOR-INFORMATION:
NAME
ISHIZUKA, YOSHIMITSU
ISHIKAWA, KO

ASSIGNEE-INFORMATION:
NAME COUNTRY
TERUMO CORP N/A

APPL-NO: JP02077094

APPL-DATE: March 28, 1990

INT-CL (IPC): A61B008/14, G01N029/06

US-CL-CURRENT: 378/4, 600/443

ABSTRACT:

PURPOSE: To almost completely eliminate an external noise without exerting an undesirable influence on other picture elements by eliminating a larger picture element gradation value as a noise, in the case a difference of the picture element gradation values of the same position of two pieces of tomography images obtained at an interval of a prescribed time exceeds a threshold.

CONSTITUTION: When a signal from a detecting circuit 14 for detecting a

tomography image of a body to be examined is sent to a noise eliminating circuit 16 through an ADC circuit 15, an external noise is eliminated. In such a state, to an output of a selector 23, data ND inputted later timewise is outputted, and to an output of a selector 24, on the contrary, older data OD1 is outputted. An adder 25 adds a threshold outputted from a threshold setting circuit 26 to the data OD1, and outputs it as data OD2. The data ND and OD2 are sent to a comparator 27, compared, and when ND is larger than OD2, an output (SEL) of the comparator 27 becomes a high level H, and at the time of the contrary, it becomes a low level. A data selector 28 selects OD1 and ND, when the SEL is a high level, and when it is an L level, respectively, and outputs them to a frame memory 17, therefore, image data from which an external noise is eliminated is stored in a memory 17.

COPYRIGHT: (C)1991,JPO&Japio

⑫ 公開特許公報(A) 平3-277357

⑮ Int. Cl.⁵

A 61 B 8/14
G 01 N 29/06

識別記号

庁内整理番号

9052-4C
6928-2J

⑬ 公開 平成3年(1991)12月9日

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全9頁)

⑭ 発明の名称 超音波診断装置

⑯ 特 願 平2-77094

⑰ 出 願 平2(1990)3月28日

⑱ 発 明 者 石 塚 宜 三 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社
内

⑲ 発 明 者 石 川 皇 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社
内

⑳ 出 願 人 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

㉑ 代 理 人 弁理士 香取 孝雄 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

超音波診断装置

2. 特許請求の範囲

1. 被検体中に超音波のビーム走査を繰り返し、前記被検体より反射されるエコー信号により前記被検体の断層像を表示する超音波診断装置において、

前記断層像を構成する画素階調値について閾値を設定する閾値設定手段と、

所定時間を隔てて得られた2枚の前記断層像の同位置の画素階調値の差分が前記閾値を越えていることを検出する比較手段と、

該比較手段による比較の結果、2枚の前記断層像の同位置の画素階調値の差が前記閾値を越えている場合に、大きい方の前記画素階調値をノイズとして除去するノイズ除去手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

2. 請求項1に記載の装置において、前記比較手段は、2枚の前記断層像の同位置の画素階調値

で、前記の閾値 d_{th} を設定し、後に得られた階調値を d_n 、先に得られた階調値を d_{n-1} とし、 $d_n - d_{n-1} > d_{th}$ または $d_n / d_{n-1} > d_{th}$ なる条件を持たすか否かを判断し、前記条件を満たした場合、 $\alpha + \beta = 1$ 、 $0 \leq \alpha < 1$ 、 $0 < \beta \leq 1$ として $\alpha d_n + \beta d_{n-1}$ をその画素における階調値とし、前記条件を満たさない場合、 d_n を前記画素の階調値として表示することを特徴とする超音波診断装置。

3. 請求項2に記載の装置において、前記閾値 d_{th} を可変とすることを特徴とする超音波診断装置。

4. 請求項2に記載の装置において、前記重み付け係数 α 、 β を前記の範囲内で可変とすることを特徴とする超音波診断装置。

5. 請求項1に記載の装置において、該装置は、画像を構成する1フレーム分の前記データを交互に入力して記憶し、かつ記憶データを出力する第1および第2のメモリを有し、データを入力しない一方のメモリは、データを入力している他方

のメモリの出力するデータの1フレーム前の同一位置のデータを出力し、

第1および第2のメモリから出力される新しいデータNDおよび古いデータODをそれぞれ選択する第1および第2の選択手段と、

データODに所定の閾値THを加算して出力する閾値加算手段と、該閾値加算手段の出力とNDとを比較し、 $ND - OD > TH$ ならばODを出力し、そうでなければNDを出力する第3の選択手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

6. 請求項1に記載の装置において、該装置は、

画像を構成する前記データを連続して入力し、1フレーム分の遅延を与えて出力する記憶手段と、

該記憶手段の出力するデータODに所定の閾値THを加算して出力する閾値加算手段と、

該閾値加算手段からのデータODと、前記記憶手段に入力するデータNDとを比較し、 $ND - OD > TH$ ならば、ODを出力し、そうでなければ、NDを出力す

けてしまい、診断が困難になってしまう恐れがある。

現在のところ、超音波メス等を使用する場合には、外来ノイズが重畳しない超音波画像を出力することは非常に困難である。

さらに、現在一般的に使用されているノイズ低減画像フィルタを用いた場合には、外来ノイズが重畳していない画素に悪影響を及ぼさず、外来ノイズを除去することは、非常に困難である。

[発明が解決しようとする課題]

現在一般的に知られているノイズ低減フィルタの中で、例えばアベレーシング処理では、周囲の画素と比較して特異点と考えられる外来ノイズが十分に除去できないだけでなく、画像のエッジ部分が鈍化してしまう。また、メディアンフィルタでは、外来ノイズはほぼ除去可能であろうが、画像がモザイク化してしまい、処理時間もかかるため、超音波診断装置においてリアルタイム表示させるためには、高価なDSP(デジタル・シグナ

ル・プロセッサ)を有することを特徴とする超音波診断装置。

3. 発明の詳細な説明

[産業上の利用分野]

本発明は超音波診断装置に関し、特に外来ノイズを除去可能な超音波診断装置に関する。

[従来の技術]

超音波振動子から超音波を被検体内に送波し、被検体内の反射体で反射されたエコー信号を超音波振動子で再度受波し、増幅・検波等の処理を行なった後に画像として表示器に表示する超音波診断装置が知られている。このような超音波診断装置においては、超音波振動子の受波感度が良好なほど、分解能が良い画像を得ることができる。

しかし、超音波振動子の受波感度が向上すれば、被検体内からのエコー信号ばかりでなく、外部からのノイズを拾いやすくなり、シールドの性能を上げたとしても、ノイズを十分に除去することは難しい。特に、手術中などに超音波診断装置を使用する場合に、超音波メス等からのノイズを

ル・プロセッサ)を使用しなければならず、そのために装置も複雑化してしまう。

本発明は、上記の欠点を解消し、装置の大きさを変化させずに、簡単なアルゴリズムで、他の画素に悪影響を及ぼさず、外来ノイズがほぼ完全に除去された、超音波断層像を出力する超音波診断装置を提供することを目的とする。

[問題点を解決するための手段]

本発明では、被検体中に超音波のビーム走査を繰り返して、被検体より反射されるエコー信号により被検体の断層像を表示する超音波診断装置において、断層像を構成する画素階調値について閾値を設定する閾値設定手段と、所定時間を隔てて得られた2枚の断層像の同位置の画素階調値の差分が閾値を越えていることを検出する比較手段と、比較手段による比較の結果、2枚の断層像の同位置の画素階調値の差が閾値を越えている場合に、大きい方の画素階調値をノイズとして除去するノイズ除去手段とを有することを特徴としている。

また、前記の閾値d thを設定し、2枚の画像の

同位置の画素間で2つの画素階調値のうち一方を $d_{k,j}$ 、もう一方を $d_{k+1,j}$ としたとき、

$d_{k,j} - d_{k+1,j} > d_{th}$ または $d_{k,j} / d_{k+1,j} > d_{th}$ なる不等式を用い、2枚の画像データから外来ノイズ成分が除去された画像を構成することを特徴としている。

さらに、前記閾値 d_{th} は、予想される外来ノイズの大きさに伴い、設定値を変化させることを特徴としており、前記外来ノイズ成分を除去する方法は、 $d_{k,j}$ と $d_{k+1,j}$ とで0を含む重み付けを行なった平均化を行なうことを特徴としている。

[作用]

本発明の超音波診断装置では、2枚の画像の同位置の画素において一方の画素階調値ともう一方の画素階調の差分が閾値よりも大きい場合には、一方にノイズが重畳しているとみなし、ノイズが重畳していないとみなされた階調値データを出力し、差分が閾値を越えなければ、そのままの階調値データを出力することにより、外来ノイズが重畳していない画素には影響を及ぼさず、外来ノイ

一般的に、超音波エコー信号に外来ノイズが重畳した場合、ノイズが重畳した画素は周辺画素と比較して輝度が著しく高くなる。これは超音波エコー信号が特定の周波数成分を持つのに対し、外来ノイズはそれと無関係な周波数成分を持つために、干渉によって打ち消されることが非常に稀であることによる。また、リアルタイム表示の超音波診断装置では、出力される画像の時間間隔は、一般的に数十分の1秒程度であり、外来ノイズが重畳していない画像間では、同位置画素での階調値の変化は緩やかである。

また、外来ノイズの出現する位置は、2枚の画像間においては相関がほとんど無い。

よって $d_{k+1,j} - d_{k,j}$ の値を考えた場合、その値が0付近となるときには $d_{k+1,j}$ 、 $d_{k,j}$ とも通常のエコー信号と考えられるが、 $d_{k+1,j} - d_{k,j}$ が正の大きな値であれば $d_{k+1,j}$ に外来ノイズが重畳していると考えられる。また、負の大きな値であれば $d_{k,j}$ に外来ノイズが重畳していると考えられる。

ズを除去することが簡便に可能となる。前記ノイズが重畳していないとみなされた階調値データとは、それぞれの画素の同位置の画素階調値間で重み付けした平均化を行なっている。

[実施例]

以下、本発明による超音波診断装置の実施例を図面を参照して詳述する。

まず、本発明における外来ノイズの除去原理について説明する。

超音波診断装置で出力されようとする、画像を2枚考える。2枚の画像は、出力される時間が近いものとする。

例えば1フレーム分の超音波画像がリアルタイムで更新される周期を T とし、1つの画像が時刻 t_0 に出力される画像、もう1つの画像は時刻 $t_1 = t_0 - T$ に出力される画像とする。また、どちらの画像も縦×横が $m \times n$ 画素で構成され、画像の縦 i 番目、横 j 番目の画素を $P_{i,j}$ とし、時刻 t_0 に出力される画像階調値を $d^{(0)}_{i,j}$ 、時刻 t_1 に出力される画像階調値を $d^{(1)}_{i,j}$ とする。

そこで、時刻 t_0 および t_1 において出力された2枚の断層像から外来ノイズを除去するためには、

$$d^{(0)}_{i,j} - d^{(1)}_{i,j} > d_{th}$$

なる不等式を考え、この不等式が成立する場合には、 t_0 の時点における画素 $P_{i,j}$ の階調値データ $d^{(0)}_{i,j}$ に外来ノイズが重畳しており、上記の不等式が成立しない場合には、 $d^{(0)}_{i,j}$ に外来ノイズが重畳していないと考えられる。

上記不等式が満たされた場合の出力データは、

$\alpha d^{(0)}_{i,j} + \beta d^{(1)}_{i,j}$ とされる。なお、ここで $\alpha + \beta = 1$ 、 $0 \leq \alpha < 1$ 、 $0 < \beta \leq 1$ であり、 α 、 β は重み付けを行なう係数である。

上記不等式が満たされない場合の出力データは、 $d^{(0)}_{i,j}$ とされる。このようにして、外来ノイズが除去できる。このような原理に基づく処理を全画像領域に作用させることで、周辺画素に影響を及ぼさずに、外来ノイズを除去することができる。

また、 $d^{(1)}_{i,j}$ は時間 t_1 における1枚の画像の

1画素 P_{ij} の階調値として説明を行なったが、上記の処理は1画素単位の画素階調値に限られるものではない。

つまり、 $d^{(k,l)}$ は時刻 t_i における P_{ij} での階調値としたところを、

$$d^{(k,l)} = \sum_{m=i-k}^{i+k} \sum_{n=j-l}^{j+l} d^{(k,l)}_{mn}$$

(k, l とも周辺がその大きさを示す値)

という式により、周辺画素と平均値にすることによっても、同様な処理が可能である。また、平均値の他に周辺画素との中央値、最頻値やそれらの値を組み合わせた値にすることによっても同様な処理が可能である。この場合、上式の k, l の値を増やすことによって処理中の演算回数を少なくでき、高速処理が可能になる。

時間的に異なる複数枚の画像データの同位置の画素階調値の平均値、中央値、最頻値やそれらの値を組み合わせた値、または周辺画素との平均値、中央値、最頻値やそれらの画素を組み合わせた値等を用いる方法もある。これによって、

層像は上記処理を全画像に渡って行なった場合に出力される断層像を示す。

第4C図および第4D図のグラフのデータから第4E図のグラフを合成する場合に閾値 d_{th} を用いている。この場合、第4D図のグラフの左から4番目と5番目の画素にノイズが重畳しており、この2つの画素において第4C図のグラフの画素階調値との差がそれぞれ d_{th} を越えているために、この2つの画素には第4C図のグラフでの画素階調値が第4E図のグラフに用いられ、そのほかの画素については第4D図のグラフでのデータが用いられる。

このような処理を全画像について行なうことによってノイズが除去された画像を得ることができる。

この場合、閾値をどの値に設定するかで、ノイズ除去の割合が変化してくる。

閾値を小さく設定すれば、比較的小さなノイズも除去が可能になるが、本来の画像の分解能がやや劣化してしまう。また、閾値を大きく設定すれば、閾値を小さくした場合に比較して、画像の分

$d^{(k,l)}$ 、 $d^{(k',l')}$ をそれぞれ1枚の画像から求めていた場合に $d^{(k,l)}$ 、 $d^{(k',l')}$ の両方に外来ノイズが重畳していた時除去が不可能であったが、複数枚の画像から $d^{(k,l)}$ を決定することにより外来ノイズが更に効果的に除去が可能になる。なお、今後の説明では、簡単のために処理は1画素単位で行ない、 $d^{(k,l)}$ は1枚の画像データを用いるものとする。

重み付け係数を $\alpha = 0$ 、 $\beta = 1$ とした場合の本発明の原理を第4A図～第4F図に示す。

第4A図の時刻 t_i における断層像、第4B図の時刻 t_j における断層像は、それぞれ縦×横が $m \times n$ 画素で構成されている。第4A図の断層像の縦 p 番目のラインの画階調値を示した第4C図のグラフは、横軸に $P_{p1} \sim P_{pn}$ の画素、縦軸にその画素の階調値を示す。同様に第4D図のグラフは第4B図の断層像の縦 p 番目の画素階調値を示す。第4E図のグラフは第4C図および第4D図のグラフの画素データから上記処理によって外来ノイズを除去した場合の画素階調値を示すグラフで、第4F図の出力断

解能は向上するが比較的大きなレベルを持つノイズのみしか除去ができなくなる。この様に、閾値の設定によって得られる画像の性質も変化するため、本発明の超音波診断装置は、オペレータの希望する観察し易い画像の閾値に設定できる。

以上の説明では重み付け係数を $\alpha = 0$ 、 $\beta = 1$ としており、ノイズが重畳したと判断された画素は完全に除去される。しかしながら、この場合、除去された画素には過去のデータ(例えば1フレーム前)が表示されるので、その画素のリアルタイム性は若干低下してしまうことになる。外来ノイズパルスの繰返し周期が超音波診断装置のフレームレイトに対して十分長いときはこのリアルタイム性の低下はほとんど視覚には感じられないが、繰返し周期が増加するにつれて多数の画素のリアルタイム性が低下してしまい、不自然な画像となってしまふ。本発明の超音波診断装置では、オペレータの希望もしくは外来ノイズの頻度に応じて α 、 β の値を可変とする態様も可能であり、ノイズが重畳したと判断された画素に対して、過

去(t1)のデータと現在(t2)のデータとの重み付けした和で表示させることにより、リアルタイム性を大きく損なわない範囲でノイズ除去が可能である。

第1図には本発明の超音波診断装置の構成が示されている。本装置は、外来ノイズを除去するノイズ除去回路15を有する。同図に示されるように、本装置は被検体10に接続される電子アレイ式の超音波振動子11を有し、超音波振動子11は送受信回路12に接続されている。送受信回路12から超音波振動子11に駆動信号が送られ、超音波振動子11から被検体10に超音波信号が送波される。送波された超音波信号は、被検体内の反射体で反射し、再び超音波振動子11で受波される。受波された超音波信号は電気信号に変換され、送受信回路12に送られる。送受信回路12には対数増幅回路13が接続され、対数増幅回路13は送受信回路12から送られる信号を対数増幅する。対数増幅回路13には検波回路14が接続され、検波回路14は対数増幅回路13から送られる信号から被検体の断層像を検

れたデータは、フレーム単位でメモリ21またはメモリ22に交互に記憶される。例えば、メモリ21にnフレーム目の画像が書き込まれているときには、メモリ22にはn-1フレーム目に書き込まれた画像が記憶されており、次にメモリ22にn+1フレーム目の画像データが書き込まれるときには、メモリ21にnフレーム目に書き込まれた画像が記憶されていることになる。

これらのメモリ21および22はデュアルポートRAMのように書き込みと読み出しが独立のサイクルで行なわれる構造のものであり、それぞれの出力ポートには記憶された画像データが1画素ずつ順次出力される。

この画素データの出力は同一のタイミングで同一位置(同一アドレス)がアクセスされるため、両出力ポートには1フレーム分の時間差で得られた同一位置の画素データのペアが出力されることになる。但し、各フレームのサイクルにおいて読み出される画素データは、そのフレームのサイクルで更新された(即ち新たに書き込まれた)もの

波する。検波回路14からの信号はADC回路15によりデジタル信号のデータに変換される。

その後、ADC回路15からのデータはノイズ除去回路16に送られ、上述のアルゴリズムに従い、外来ノイズの除去をする。外来ノイズが除去されたデータは、フレームメモリ17に送られて記憶され、CRT19のラスタースキャンに同期して読みだされ、DAC回路18に送られてアナログ信号に変換され、CRT19に表示される。

第1図の実施例においては、超音波振動子を電子アレイ式のものとしたが、電子アレイ式に限らず、機械セクタ式や電子コンベックス式などリアルタイムで表示が行なわれる超音波診断装置の振動子においても、同様な構成で外来ノイズの除去が可能である。

次に、ノイズ除去回路16の詳細な第一の実施例を第2図に示す。

なお、説明の理解を容易にするために、前記の重み付けの係数を $\alpha = 0$ 、 $\beta = 1$ とする。

同図において、第1図のADC回路15から出力さ

となるような方法で読み出しアドレスは指定されるものとする。この画像データのペアのうちメモリ21側をPE1、メモリ22側をPE2とする。

PE1およびPE2はそれぞれデータセクタ23および24に入力される。データセクタ23および24は同種のデータセクタであるが、図示していないシステムからライトイネーブル信号が出力されており、セクタ23にはライトイネーブル信号WE1が、他方24にはWE1を反転した信号WE2が入力される。メモリ1にデータが書き込まれるときには、セクタ23はPE1を選択し、セクタ24はPE2を選択する。逆にメモリ2にデータが書き込まれるときには、セクタ23はPE2を選択し、24はPE1を選択する。そのためセクタ23の出力にはPE1とPE2のうち新しい方、即ち時間的に後に入力された方のデータが出力される。このデータをNDとする。セクタ24の出力には逆に古い方のデータが出力される。このデータをOD1とする。

OD1は加算器25に送られ、加算器25はOD1に開

値設定回路 26より出力される閾値を加え、このデータ OD 2として出力する。データ NDおよび OD 2はコンパレータ 27に送られ、比較される。

比較の結果、NDが OD 2より大きければコンパレータ 27の出力 (SEL) は H (ハイ) レベルとなり、逆のときには L (ロー) レベルとなる。コンパレータ 27の出力 SEL はデータセレクト 28のコントロール端子に入力される。データセレクト 28のデータ入力端子にはデータセレクト 23、24の出力 NDおよび OD 1が入力されており、SEL が H レベルであれば OD 1が、逆に SEL が L レベルであれば NDが選択され、第 1 図のフレームメモリ 17へと出力するように動作する (この出力を PE 0とする)。

つまり、書き込まれている画像データが 1 フレーム前のデータに比べて閾値以上大きければフレームメモリ 17へは 1 フレーム前のデータを出力し、そうでなければ書き込まれているデータを出力する。外来ノイズが重畳した画素は全体から見ればごく僅かであるので、フレームメモリ 17の内

切替える方法や、装置の信号の状態、例えば第 2 図の SEL 信号が H (ハイ) レベルになる頻度がある値以上の時、自動的に $OD\ 3 = OD\ 1$ から $OD\ 3 = 0.5ND + 0.5OD\ 1$ に切替える方法などが考えられる。

この実施例においてはノイズ除去後の画像記録用にフレームメモリ 17を用いたが、このフレームメモリ 17は必ずしも必要ではなく、もし CRT 等の表示器のラスタスキャンに同期して超音波のスキャンが行なわれるようなものであれば、PE 0をフレームメモリに記憶することなく、直接図示していない DAC 回路を介して表示器上に表示させることが可能である。

このようにして、外来ノイズが除去される。上記の実施例では、画像メモリ、加算器とも 2 つ必要であったが、さらに回路構成を単純化し、画像メモリ、加算器とも 1 つで済ませることも可能である。

この例を第二の実施例として第 3 図に示す。

画像メモリ 101 には第 1 図の ADC 回路 15からの

内容の大半はフレーム毎に最新のデータに更新され、また更新されないデータについても、ほとんどの場合 1 フレーム後には更新されることになる。これはフレーム間で同一の画素に続けて外来ノイズが重畳する確率が非常に少ないことによる。結果的にフレームメモリ 17にはリアルタイム性を損なわずして外来ノイズが除去された画像データが記憶されることになる。

以上、 $\alpha = 0$ 、 $\beta = 1$ の場合の実施例について述べたが、もし、重み付け係数を $\alpha = 0.5$ 、 $\beta = 0.5$ とする場合は第 5 図に示されるような回路をデータセレクト 28の入力側に挿入することで実現できる。即ち、OD 1、ND が 4 ビットからなるデータであるとして、それぞれの上位 3 ビットを加算器 30で加え、データセレクト 31を経由し、それまでの OD 1に替わり、OD 3として第 2 図のデータセレクト 28の一方の入力に接続されている。データセレクト 31は SEL 2 信号により $OD\ 3 = OD\ 1$ あるいは $OD\ 3 = 0.5ND + 0.5OD\ 1$ のいずれかを選択する。この選択は操作者がマニュアル操作によって

入力が入力される。たとえば t 番目のフレームの n ライン目の画像データが、図示していない ADC 回路を通過して画像メモリ 101 に記憶されるとする。 t フレーム目のデータ書き込みが始まる前に、既に記憶されている $t-1$ フレーム目の画像データのうち 1 ライン目の画像データがラインバッファ 102 に蓄えられているものとする。

さて、画像メモリ 101 に t フレームの第 1 ラインのデータ書き込みが 1 画素ずつ順次行なわれると同時に、ラインバッファ 102 には画像メモリ 101 に既に記憶されている $t-1$ フレームの第 2 ラインのデータが 1 画素ずつ順次書き込まれる。

ラインバッファ 102 は FIFO (ファーストイン・ファーストアウト) の形式のものであるため、書き込みと同時に最も古く書き込まれたデータが出力される。この出力されるデータを OD 1とする。

OD 1の出力は $t-1$ フレームの第 1 ラインの第 1 画素から順次行なわれ、画像メモリ 101 への書き込みに同期している。つまり画像メモリ 101 へ

書き込まれる画素データと、ラインバッファ102から出力される画素データとは同位置の画素であり、ちょうど1フレーム分の時間を隔てて得られたものとなる。ラインバッファ102から出力された画素データは加算器103で閾値設定回路104から出力される閾値が加えられ、得られたデータOD 2がコンパレータ105の一方の入力に送られる。コンパレータ105のもう一方の入力には画像メモリ101に入力されるデータNDが送られている。

コンパレータ105はNDとOD 2とを比較する。NDがOD 2よりも大きいとき、コンパレータ105の出力SELはL(ロー)レベルとなり、逆にOD 2がNDよりも大きいときはH(ハイ)レベルとなる。コンパレータ105の出力SELは第1図のフレームメモリ17の図示していないライトイネーブル入力に入力され、またNDは同じフレームメモリ17のデータ入力に入力される(これをPEOと記す。)つまりNDは、SELがH(ハイ)レベルのときのみ第1図のフレームメモリ17へ書き込まれる。すなわ

いた構成とすることも可能である。

以上に述べた実施例においては、データOD 2はOD 1 + D thの形をとっているが、これはADC回路15の出力が超音波エコー信号に対して対数変換を行ったものだからである。

超音波エコー信号に対数変換を施して画像表示する手法はごく一般的に行われているが、対数変換をフレームメモリに記憶された後に施したり、また対数変換を行わないで表示する場合もある。この場合は、データOD 2をOD 1 x D thの形にする方が妥当である。この場合、第2図および第3図の加算器を乗算器に換えればよい。

また、以上の実施例においてはデジタル信号の外来ノイズ除去回路について説明を行ったが、アナログ信号においても同様な外来ノイズ除去が可能である。

つまり第2図の実施例において、メモリ21および22のすぐ後にそれぞれDAC回路を配置し、データセレクタ23, 24, 28をそれぞれアナログスイッチ23, 24, 28に置き換え、加算器25をオペアンプに置

ち、外来ノイズが重畳していないNDの場合、SELはハイレベルとなりフレームメモリ17の内容は更新され、もし外来ノイズが重畳している場合、SELはローレベルでフレームメモリ17は更新されない。

この動作を第1ラインから順番に超音波の走査線数分行なえば、フレームメモリ17の1フレーム分の画像の大半が更新されることになる。

最初の実施例において述べた理由により、更新されなかった画素についても1フレーム後にほとんどの場合更新されるので、外来ノイズの除去されたリアルタイム画像の表示が実現できる。

この実施例においては、フレームメモリ17への書き込みをライトイネーブル入力で制御する方式をとっているが、この部分を第2図の実施例のようにデータセレクタをフレームメモリ17の前に付加する方法でも良い。その場合、データセレクタに入力される一方のデータをND、他方のデータ入力をOD 1とすればよい。このようにすることで第2図の実施例に述べたようにフレームメモリを除

き換えることで、容易にアナログ信号における外来ノイズ除去が可能となる。この場合、アナログスイッチ28からの出力信号はCRT等の表示器に送られる。このようにアナログ信号による処理にした場合、デジタル信号での処理に比べて回路構成が簡単になる効果がある。

以上述べたように、上記の実施例によって外来ノイズを除去した超音波画像が得られる。

[発明の効果]

本発明によれば、超音波診断装置は、所定時間間隔で得られた少なくとも2枚の断層像から1枚の断層像を合成し、重畳する外来ノイズを除去することができる。本発明によれば、現在一般的に知られている画像フィルタと比較して、高速にかつ画像のエッジ部分の鈍化やモザイク化などの悪影響をほとんど及ぼさせることなく、非常に診断しやすい画像を提供できる効果がある。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明による超音波診断装置の一実施例を示す機能ブロック図。

第2図および第3図は、第1図におけるノイズ除去回路の第1および第2の実施例を示す機能ブロック図、

第4A図～第4F図は本発明の原理を示す説明図である。

第5図は第1図の実施例に重み付け処理を含めた場合の付加部分の回路例を示す図である。

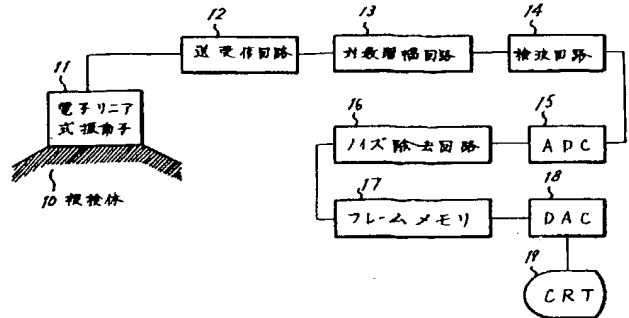
主要部分の符号の説明

- 16. ノイズ除去回路
- 21.22 メモリ
- 23.24.28.31 . . . データセレクタ
- 25.30.103 . . . 加算器
- 26.104. 閾値設定回路
- 27.105. コンパレータ

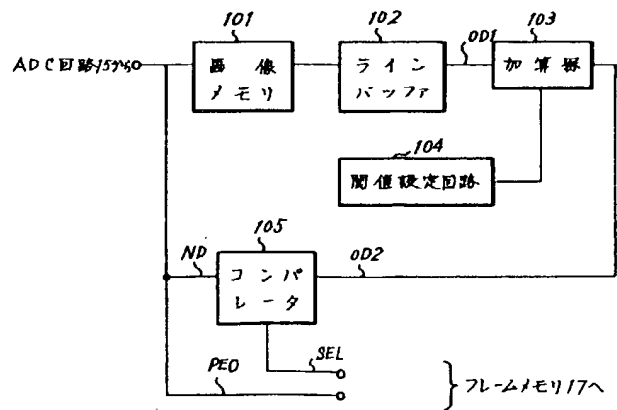
特許出願人 テルモ株式会社

代理人 香取 孝雄
丸山 隆夫

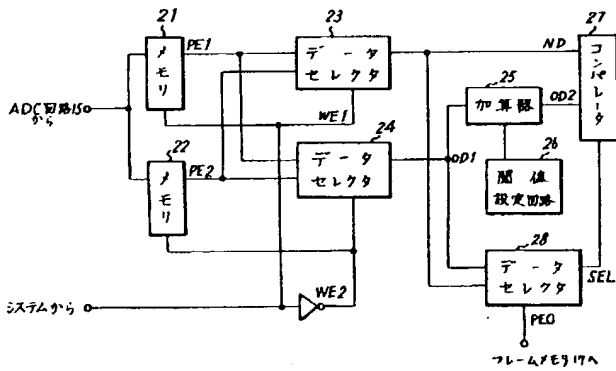
第1図

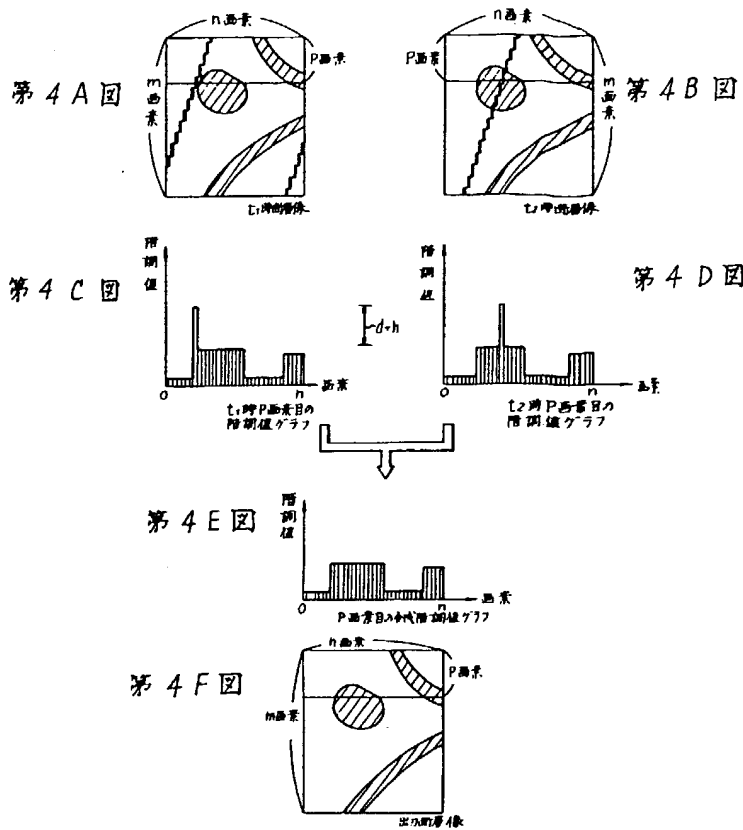


第3図



第2図





第 5 図

